

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6486839号
(P6486839)

(45) 発行日 平成31年3月20日 (2019.3.20)

(24) 登録日 平成31年3月1日 (2019.3.1)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 15 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2015-560806 (P2015-560806)
 (86) (22) 出願日 平成26年1月31日 (2014.1.31)
 (65) 公表番号 特表2016-508809 (P2016-508809A)
 (43) 公表日 平成28年3月24日 (2016.3.24)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2014/058694
 (87) 国際公開番号 WO2014/135996
 (87) 国際公開日 平成26年9月12日 (2014.9.12)
 審査請求日 平成29年1月27日 (2017.1.27)
 (31) 優先権主張番号 61/771, 979
 (32) 優先日 平成25年3月4日 (2013.3.4)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ
 ヴェ
 KONINKLIJKE PHILIPS
 N. V.
 オランダ国 5656 アーエー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 High Tech Campus 5,
 NL-5656 AE Eindhove
 n
 (74) 代理人 100107766
 弁理士 伊東 忠重
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 速い動きの構造の超音波撮像

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生理学的な周期的サイクルについて生理学的イベントに関連した少なくとも一つのゲーティング信号を提供するよう構成されたゲーティング信号の源と；

前記ゲーティング信号に応答し、前記周期的サイクルのあらかじめ決定された位相において超音波画像を取得するよう適応された超音波画像取得サブシステムと；

取得された超音波信号を処理するよう構成された画像プロセッサと；

相対的な位相シーケンスにおいて表示のための画像を用意するよう構成された画像シーケンサーと；

前記周期的サイクルにわたって画像のライブのシーケンスを表示するよう構成された、前記画像プロセッサおよび前記画像シーケンサーに応答するディスプレイとを有する超音波診断撮像システムであって、

各画像の取得は一フレーム取得区間を要し、

当該システムは、前記少なくとも一つのゲーティング信号との関連で複数のトリガーを処理して前記画像取得サブシステムに、前記周期的サイクルの間の画像の連続的シーケンスを取得させるよう構成されており、前記複数のうちの各トリガーは、前記生理学的イベントに関連した前記少なくとも一つのゲーティング信号後の一つのフレーム取得区間を含む取得シーケンスを開始し、前記複数のうちの各トリガーは、前記生理学的イベントに関連した前記少なくとも一つのゲーティング信号後の一フレーム取得区間内の異なる位相において生起する、

10

20

超音波診断撮像システム。

【請求項 2】

前記複数のトリガーが、前記ゲーティング信号後の一フレーム取得区間内の第一の位相において取得シーケンスを始めさせる第一のトリガーと、前記ゲーティング信号後の一フレーム取得区間内の第二の位相において取得シーケンスを始めさせる第二のトリガーとを含む、請求項 1 記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 3】

前記第二の位相が、前記第一のトリガーによる第一および第二の画像の取得の間の時間的に中間にある、請求項 2 記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 4】

前記複数のトリガーが、前記ゲーティング信号後の一フレーム取得区間内の第三の位相において画像取得を始めさせる第三のトリガーを含み、前記第三の位相が、前記第一のトリガーによる画像の取得と前記第二のトリガーによる画像の取得の間の時間的に中間にある、請求項 3 記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 5】

トリガーによって開始された取得シーケンスは次のゲーティング信号後の一フレーム取得区間に終了し、

前記第一のトリガーによって開始された取得シーケンスの終了後、当該システムは、前記複数のトリガーのうちの未使用のトリガーのうち、次に生起するトリガーを使うよう構成されている、

請求項 2 記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 6】

前記第一のトリガーの使用によって取得される一連の画像は周期的サイクルにわたって時間的に均等に離間している、請求項 3 記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 7】

前記複数のトリガー全部の使用後には、取得された画像は、時間的に均等に離間し、かつ、前記第一のトリガーの使用によって取得された画像のシーケンスより密に時間的に離間している、請求項 6 記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 8】

前記複数のうちのあるトリガーが、当該システムに、次の後継周期的サイクルのゲーティング信号に続く諸画像の連続的なシーケンスにおいてはさらなる画像を取得しないよう適応されている、

請求項 1 記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 9】

前記周期的サイクルが心臓サイクルを含み、前記複数のゲーティング信号が ECG 電極から受領される、請求項 1 記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 10】

前記周期的サイクルが呼吸サイクルを含む、請求項 1 記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 11】

前記ディスプレイはさらに、周期的サイクルにわたって画像のライブのシーケンスを表示し、停止されるまで画像の前記ライブのシーケンスを始めから終わりまで連続的に再生するよう適応されている、請求項 1 記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 12】

前記ディスプレイによって表示される前記ライブのシーケンスはさらに、前記画像シーケンサーによって順序付けられた取得画像のシーケンスを含み、

前記ディスプレイはさらに、前記画像シーケンサーによって順序付けられた前記ライブのシーケンスのフレーム・レートを表示する、

請求項 1 記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 13】

前記フレーム・レートが数値的に、グラフィックにまたは色により表示される、請求項

10

20

30

40

50

1 2 記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 1 4】

前記トリガーのすべてが、あるフレーム取得区間において均等に離間した間隔で取得シーケンスを開始する、請求項 1 記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 1 5】

トリガーによって開始された取得シーケンスは次のゲーティング信号後の一フレーム取得区間内に終了し、

前記第一のトリガーによって開始された取得シーケンスの終了後、当該システムは、前記複数のトリガーのうちの未使用のトリガーのうち、次に生起するトリガーを使うよう構成されている、

10

請求項 3 記載の超音波診断撮像システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は医療診断超音波システムに、詳細には拍動する心臓のような急速かつ周期的に動く構造を撮像するために使われる超音波システムに関する。

【背景技術】

【0002】

診断超音波撮像の重要な用途の一つは、心臓の動作を診断することである。これは、超音波が非電離放射を用いてリアルタイムで拍動する心臓を見ることができるという事実のためである。超音波撮像は画像フレーム取得において比較的高速であり、動きの速い構造のリアルタイムの（または「ライブの」）撮像を提供することができるが、動きの速い構造をよりよく視覚化するために一層高速な画像（またはフレーム）レートを達成するためにゲーティング方法がしばしば用いられる。ゲーティングとは、しばしば時間的に周期的に発生する何らかの外的な生理学的イベントに関連して画像を取得する工程である。超音波については、このイベントは典型的には成人、小児および／または胎児研究において呼吸サイクルまたは心臓サイクルのいずれかに関係する。イベントは典型的には、心臓サイクルにおける相対時間をモニタリングするために使われる ECG 信号のような外部センサーを通じてモニタリングされるが、画像内容からモニタリングされることもできる。ゲーティングされた取得では、心臓画像はいくつかの周期的な心臓サイクルにわたって、心臓サイクルにおけるさまざまな時間または位相において取得されることができる。画像フレームが取得されたのち、画像フレームは、絶対時間に対して（すなわちそのもともとの取得序列に対して）ではなく、周期的なサイクルにおけるその相対取得時刻（位相）に従って順序付けし直される。すると、順序付けし直された画像フレームは、単一の心臓サイクル上で実現できるより高い画像レートで、かつもとの取得において普通に達成できるよりも高いフレーム・レートで、再生されることができる。この取得および並べ替えの例は特許文献 1（Powers ら）の図 1 に示されている。この特許は、奇数番目の心臓位相において取得される画像の第一のシーケンスに続いて、偶数番目の心臓位相における画像の第二のシーケンスの取得を示している。特許文献 1 の図 2 は、それらの画像を心臓位相によって並べ替え、心臓サイクルの間の二倍の数の画像のシーケンスを形成することを示している。このシーケンスは、「ループされる」、すなわち、最初から最後まで再生され、すぐに最初から再び再生されることができる。それにより高フレーム・レートの表示シーケンスで表示される間、拍動している心臓の様相を与えることができる。同様のアプローチは、特許文献 2（Savord ら）に記載されるように拍動する心臓のライブの三次元画像を形成するために使われることができる。

20

30

40

【0003】

ゲーティングを実行することには二つのアプローチがある。特許文献 1 および特許文献 2 における上記のアプローチは、能動的または前向きゲーティング（prospective gating）と呼ばれ、画像データは心臓サイクルにおけるあらかじめ指定された時刻に取得される。たとえば特許文献 1 では、取得は、最初は奇数番目の位相においてとあらかじめ指定

50

され、偶数番目の位相における取得が続く。このアプローチの利点は、周期的なサイクルにわたって十分かつ均一に画像が取得されるということである。しかしながら、このアプローチの典型的な欠点は、ゲーティング・イベント、ECG信号に対して厳密にいつ画像が取得されるべきであるかを指定するよう、再順序付けされたフレーム・レートがあらかじめ指定される必要があり、心臓サイクルの継続時間は患者によって、さらには同じ患者についてでも時間によって変わるということである。もう一つの欠点は、周期的なサイクルにおける所望される時刻全部がサンプリングされることを保証するために、取得にかなりの遅延が挿入される必要があることがあるので、この方法は必要なデータ全部を取得するために長い時間がかかることがあるということである。

【 0 0 0 4 】

10

もう一つのゲーティング・アプローチは後向きゲーティング (retrospective gating) と呼ばれる。このアプローチでは画像は、周期的サイクルにおける相対時刻に関わりなく、多数の相続く生理学的サイクルにわたって典型的にリアルタイムまたは「ライブ」モードと呼ばれるモードで連続的に収集される (すなわち、一つの画像の取得が完了したらすぐに別の画像の取得が始まる)。しかしながら、ひとたび取得が完了してからあとで画像を順序付け直すことができるよう、外部イベントに対する各画像の取得時刻が取得を通じてモニタリングされる。「STIC」 (spatio-temporal image correlation [空間時間的画像相関]) と呼ばれるこの技法の変形が、胎児心臓の高フレーム・レートの画像シーケンスを集めるために普通に使われている。たとえば非特許文献 1 参照。このアプローチの利点は、画像が可能な限り速く取得され (つまり、画像間に遅延なし)、より多くの周期的なサイクルが観察されるにつれて潜在的な再順序付けされたフレーム・レートは高くなるということである。しかしながら、このアプローチの欠点は、並べ替えられた画像が関心対象の周期的なサイクルを十分にまたは均等にサンプリングするという保証がないということである。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【 0 0 0 5 】

【特許文献 1】米国特許第5,099,847号

【特許文献 2】米国特許第5,993,390号

【特許文献 3】米国特許第5,997,479号

【特許文献 4】米国特許第6,436,048号

30

【非特許文献】

【 0 0 0 6 】

【非特許文献 1】G.R. Devore et al., "Spatio-temporal image correlation (STIC): new technology for evaluation of the fetal heart", Ultrasound Obstet. Gynecol., vol.22(2003)、pp.380-87

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 7 】

本発明の原理によれば、均等に時間的に離間した画像のリアルタイム画像シーケンスが表示できるようにある周期的サイクルに関係した画像を取得するための診断超音波撮像システムが提供される。より多くの周期的サイクルにわたって取得が継続される際、均等に離間した画像の表示シーケンスが常に生成されることができ、該均等に離間した画像の時間的離間は取得が継続されるにつれて一層細かくなっていき、ますます増大する表示フレーム・レートの画像ループの再生を可能にする。これは、トリガーされる取得シーケンスの間の遅延を最小にするために最も効率的な仕方を用いられる種々の取得トリガーの使用によって可能にされる。

40

【図面の簡単な説明】

【 0 0 0 8 】

【図 1】本発明の原理に基づいて構築された超音波診断撮像システムを形成するブロック

50

図である。

【図2】ECG信号との関係で前向きゲーティングを使った取得シーケンスを示す図である。

。

【図3】ECG信号との関係で後向きゲーティングを使った取得シーケンスを示す図である。

。

【図4】四つの取得トリガーを使う本発明に基づく取得シーケンスを示す図である。

【図5】四つの取得トリガーを使う本発明に基づく取得シーケンスを示し、均等に離間した画像のますます増大する時間的フレーム・レート表示のための画像ループの可用性を示す図である。

【発明を実施するための形態】

10

【0009】

まず図1を参照するに、本発明の原理に基づいて構築された超音波システムがブロック図の形で示されている。図示した超音波システムは、フロントエンド取得サブシステム10Aおよび表示サブシステム10Bという二つの主要なサブシステムを通じて動作する。超音波を送出し、エコー信号を受信するよう超音波プローブが取得サブシステムに結合される。該プローブは、トランスデューサ素子の線形の（一次元的な）列を用いてこれを行なってもよいし、あるいはトランスデューサ素子の二次元的なマトリクス・アレイ70を使ってもよい。2Dマトリクス・アレイおよび望むならば1Dアレイは、アレイ・トランスデューサとともにプローブ内に位置されるマイクロビームフォーマー72によって動作させられる。マイクロビームフォーマーは、取得のためにアレイ・トランスデューサ70の素子の諸グループに加えられる信号を制御し、各グループの素子によって受信されるエコー信号の何らかの処理を行なう回路を含んでいる。プローブにおけるマイクロビームフォーミングは、プローブと超音波システムとの間のケーブルにおける導体の数を有利に減らし、特許文献3（Savordら）および特許文献4（Pesque）に記述されており、高フレーム・レートのリアルタイム（ライブ）撮像のために送信時およびビーム受信中のビームの電子的な方向制御および合焦を提供する。

20

【0010】

プローブ70、72は超音波システムの取得サブシステム10Aに結合されている。取得サブシステムは、コントロール・パネル40の制御に応答し、送信および受信ビームのタイミング、周波数、方向および合焦に関してプローブに命令する前記マイクロビームフォーマー72への制御信号を提供するビームフォーム・コントローラ74を含んでいる。本発明の原理によれば、制御信号は、生理学的ゲーティング信号に関して特定の時刻（位相）で画像を取得するための取得トリガーをも含んでいる。ビームフォーム・コントローラは、アナログ・デジタル（A/D）変換器18およびビームフォーマー20の制御によって取得サブシステムによって受信されるエコー信号のビームフォーミングをも制御する。プローブによって受信された部分的にビームフォーミングされたエコー信号は、取得サブシステムにおける前置増幅器およびTGC（time gain control [時間利得制御]）回路16によって増幅され、次いでA/D変換器18によってデジタイズされる。デジタイズされたエコー信号は、主システム・ビームフォーマー20によってフルに方向制御され、合焦されたビームに形成される。エコー信号は、画像プロセッサ22によって処理される。画像プロセッサ22は、デジタル・フィルタリング、BモードおよびMモード検出ならびにドップラー処理を実行し、高調波分離、スペckル削減および他の所望される信号処理といった他の信号処理をも実行することができる。

30

40

【0011】

取得サブシステム10Aによって生成されたエコー信号は表示サブシステム10Bに結合される。表示サブシステム10Bは、エコー信号を、表示画面62上の所望される画像フォーマットでの表示のために処理する。エコー信号は画像ライン・プロセッサ24によって処理される。画像ライン・プロセッサ24は、エコー信号をサンプリングし、ビームの諸セグメントを継ぎ合わせて完全なライン信号にし、信号対雑音比改善またはフロー持続性のために諸ライン信号を平均することができる。2D（二次元）画像のための画像ライ

50

ンは、当技術分野において既知のR-シータ変換を実行するスキャン・コンバーター26によって所望される画像フォーマットにスキャン変換される。このように、スキャン・コンバーターは、直線のおよび扇形の画像フォーマットをフォーマットすることができる。次いで2D画像は他の2D画像と一緒に画像メモリ28に記憶され、そこからディスプレイ62上に表示されることができる。メモリ内の画像は、それらの画像と一緒に表示されるべきグラフィックと重ねられもする。それらのグラフィックは、ユーザー制御40に応答するグラフィック生成器34によって生成され、生成されるグラフィックはディスプレイの画像に関連付けられる。画像ループまたはライブ・シーケンスの表示のために、個々の画像または画像シーケンスが画像メモリ28内に記憶されることができる。診断のための画像は、ネットワーク接続された画像メモリ128上に記憶されることができる。

10

【0012】

リアルタイムの体積撮像のために、表示サブシステム10Bは、リアルタイムの三次元画像のレンダリングのために画像ライン・プロセッサ24から画像ラインを受領する3D(三次元)画像レンダリング・プロセッサ32をも含んでいる。3D画像はライブ(リアルタイム)3D画像としてディスプレイ62上に表示されたり、あるいはのちの吟味および診断のための3Dデータ・セットの記憶のために、画像メモリ128に結合されたりすることができる。本発明の原理によれば、本発明に従って取得された画像が表示される順序を決定する画像順序付けプロセッサ30は提供される。画像順序付けプロセッサは、取得された画像を適正な順序で画像メモリに記憶し、そこから、記憶されている序列において表示されるようにすることによって、あるいは他の取得された画像とともに表示されるべき順序を叙述するデータをもって各画像をタグ付けすることによって、これを行なうことができる。

20

【0013】

心臓サイクルの特定の位相において画像を取得することが望ましいときに使うために、ECGサブシステムが提供される。ECGリード50は、患者に粘着によって取り付けられることができ、各心拍のR波ピークを同定するQRSプロセッサ52のためのECG信号を提供することができる。R波のタイミングは、特定の心臓サイクルの画像を取得するために使われる。R波タイミングをトリガー信号生成器54からのトリガー信号としてビームフォーム・コントローラ74に結合することと、適切な取得トリガーの選択によって心臓位相でゲーティングされた画像が取得されるべき、所望される心臓位相を選択するために使われる

30

コントロール・パネル40の制御とによって、心臓サイクルの特定の諸位相において心臓の画像が取得されることができる。これについては後述する。

【0014】

先述した生理学的ゲーティングにおいて遭遇する問題は、通常の前向きまたは後向きゲーティングの技法のいずれかが使われるときは、所望される再順序付けされたフレーム・レートがあらかじめ指定される必要があったり(前向きゲーティング)、大きな遅延が取得に含まれたり(前向きゲーティング)、あるいは周期的サイクルの十分(フル)で均等なサンプリングが保証されなかったり(後向きゲーティング)するということである。ユーザーに再順序付けされたフレーム・レートをあらかじめ指定させることは望ましくない。ユーザーは、取得中または取得後に、もともと指定したよりも高いフレーム・レートが必要とされると判断することがあるからである。この場合、ユーザーは、新しいあらかじめ指定されたフレーム・レートを用いて画像の取得をもう一度行なう必要がある。それよりも、撮像システムに、取得が進行するにつれて均等に離間した画像の漸進的に高いフレーム・レートについての画像を自動的に取得させることが望ましい。さらに、より長い取得時間は患者またはプローブの動きの可能性を増し、それは取得シーケンスを使用不能にしかねないので、取得中の大きな遅延は望ましくない。さらに、臨床場面では時間は貴重であり、大きな遅延は、他の画像データを取得することに使うことができたはずの時間に当たる。また、あとで並べ替えるつもりで画像を取得するものの、取得中または取得後になって関心対象の周期的サイクルの十分かつ均等なサンプリングが得られていないまたは得られなかったことがわかるとういのは受け入れられない。

40

50

【 0 0 1 5 】

これらの問題は、それぞれ図 2 および図 3 の前向きおよび後向きゲーティング・シーケンスを参照することによってより十全に理解されうる。図 2 の下部には、周期的に繰り返される QRS 波 6 2 を示す ECG 波形 6 0 がある。QRS 波のピークは、それぞれの新しい心臓サイクルについてのタイミング基準として使われる。ECG 波形の上には、六つの均等に離間した時刻をマークするドットの列があり、この間に超音波画像を取得することが望まれる。超音波画像は、空間的に隣接するスキャンラインのシーケンスを送出して、各スキャンラインに沿う方向から戻りエコー信号を生成することによって取得される。2D 画像のために必要とされるスキャンラインの数は典型的には 128 本の隣接するスキャンラインであり、これらがスキャン・コンバーター 2 6 によって処理されて 2D 画像を生成する。3D 画像は典型的には、身体の体積領域を走査する何千ものスキャンラインから生成される。ドットの列の上の各長方形 4 2 ... 5 8 は、一つの画像のためのスキャンラインが送出されてエコーが受信される時間を示す。この例における各画像についての時間基準は、画像取得の開始に取られる。暗くされたドットは、心拍の六つの位相のうち、画像がすでに取得された位相をマークする。列の最初のドットが暗くされており、最初の画像 4 2 の取得をマークすることが見て取れる。この画像が取得されたのち、第一の心臓サイクルの四番目のドットの時間まで取得が行なわれない待機時間の期間があり、四番目のドットの時間において第二の画像 4 4 が取得される。次いで、第二の心臓サイクルの間の心臓サイクルの第二の位相において第三の画像が取得されるまで、もう一つの待機時間の期間がある。第二の心臓サイクルの最初における暗くされたドットは、心拍のこの位相において画像、つまり前記最初の画像 4 2 がすでに取得されていることを示す。第三の画像 4 6 が取得されたのち、第二の心臓サイクルの第五の位相において第四の画像 4 8 が取得されるまでもう一つの待機時間区間がある。この画像取得区間は第三の心臓サイクルの始まりまで延び、その後、第三の心臓サイクルの第三の位相において第五の画像 5 6 が取得されるまで、もう一つの待機時間区間がある。この第五の画像の取得後、第三の心臓サイクルの第六の位相において第六の画像 5 8 が取得されるまで、もう一つの待機時間区間がある。第六の画像 5 8 の取得の完了のところで、心拍の六つの均等に離間された位相において六つの画像が取得されたが、六つの画像すべてを取得するのに三心臓サイクルしかかかっていないことが見て取れる。これら六つの画像はループでの表示のために再順序付けされ、心臓位相順、つまり画像 4 2、4 6、5 6、4 4、4 8 および 5 8 の順に再生される。これら六つの画像はこの順で何度も繰り返して再生され、リアルタイムで動く拍動する心臓を、六つの時間的に均等に離間した画像の心臓位相順において示す。だが、画像が取得されないかなりの待機時間があったことが見て取れる。このことは、取得がプローブまたは患者の動きによって中断され、取得が再び実行されることが要求される可能性を増す。

【 0 0 1 6 】

図 3 では、画像フレームが相続いて、前のものに続いてすぐに取得される。図示した心臓サイクルの継続時間および各画像を取得するために必要とされる時間では、第一の心臓サイクルの間に三つの画像が取得されることが見て取れる。だが、タイミングは、第二の心臓サイクルの間に取得された諸画像フレームが第一のセットの諸画像の時間の直後にくるというものであり、この例では、この第二のセットの画像 4 8、5 6 および 5 8 は、第一のセットより、心臓サイクルの 18 分の 1 後になる。この位相に関係した取得は、図に示されるように、第三の心臓サイクルに関して続けられる。六つの心臓サイクルにわたって取得が実行された終わって初めて、十八枚の画像のフル・セットが、心臓サイクルの均等に離間した増分で取得される。第一の心臓サイクル後、時間的に均等に離間された画像のセットが取得されるまで、さらに五心臓サイクル待つ必要があるのである。

【 0 0 1 7 】

本発明は、前向きゲーティングと後向きゲーティングの両方の概念の組み合わせを通じて、これらの状況を改善する。本発明の取得モードは、取得中の任意の時点において、周期的な心臓サイクルを通じて均等に離間されているフレームのセットが常に存在するように設計される。より多くの周期的サイクルが観察されるにつれて、再順序付けされたフレ

10

20

30

40

50

ームの間の時間的オフセットは、それらのオフセットがすべての再順序付けされたフレームの間でほとんど均等であるようになされ、また、それらのオフセットがだんだん小さくなるようになされる。その結果、表示のための再順序付けされたフレーム・レートがだんだん高くなる。これにより、ユーザーは望むだけ少数のまたは多数のサイクルの間に取得をすることができ、フレームは常に、周期的なサイクルが十分かつ均等にサンプリングされるように後で再順序付けされることができる。本発明の方法は小さな遅延しか要求しないので、取得モードはほぼリアルタイムまたはライブ・モードで動作し、そのため該モードは全リアルタイムまたはライブ撮像のために使用できるが、取得されたシーケンスは単一の周期的サイクルにわたるより高いフレーム・レートのシーケンスに並べ替えられることができるという利点をもつ。

10

【0018】

本発明の取得モードの基本的なガイドラインは次のようなものである。

【0019】

a. 取得中のすべての時点において周期的信号が十分に（またはフルに）かつ均等にサンプリングされるよう、画像を取得する。

【0020】

b. より多数の周期的サイクルがサンプリングされるにつれて、再順序付けされたフレームの間の時間的オフセットが小さくなり、結果としてより高い再順序付けされたフレーム・レートを与えるよう画像を取得する。

【0021】

c. 取得における画像間の遅延がほとんどまたは全くなしに、できるだけ連続的な仕方で画像を取得する。

20

【0022】

d. 取得中にユーザーに、潜在的な再順序付けされたフレーム・レートを示す表示を提供する。表示の例は、潜在的な再順序付けされたフレーム・レートを示す時間的単位数（Hz）および/またはプロット（バー、ライン、円グラフなど）および/または色（たとえば青が低フレーム・レートで赤が高フレーム・レートである色スケール）を用いた表示であろう。表示は、先述した表示方法とは別個にまたはそれに加えて、周期的サイクルに対するリアルタイムの時間的位置に最も近い前に取得されたフレームを示すことによってリアルタイムで再順序付けされたフレームを示すという形を取ることもできる。このようにして、より多くのサイクルがサンプリングされ、より多くのフレームが取得されるにつれて、これは、リアルタイムの周期的サイクルの間に画像内容がだんだんめらかになっていくように見える効果をもつことになり、再順序付けされたフレーム・レートの定性的な評価を提供する。

30

【0023】

ある構築された実装では、取得モードは、一組のトリガーまたは割り込みによって制御される。トリガーは、各周期的サイクルの間に起こる時間的目印から固定した時間的オフセットによって特徴付けられる。ECG信号におけるR波ピークに対する固定した時間的オフセットにおける単一のトリガーを使うだけの通常のゲーティングされた取得とは対照的に、本発明のこの実装は、時間的オフセットが取得を通じて変化する複数のトリガーを使う。トリガーは、所与の周期的サイクル内で限られた数のフレームの自走的な（free-running）取得が始まることを示す。これらのトリガーはグループとして割り当てられる。ここで、グループのサイズは、取得の長さによって固定されている。これらのトリガーについての時間的オフセットは、グループからの全トリガーが使われた後にのみ割り当て直される。トリガーが「使われた」と考えられるのは、任意の所与の周期的サイクルにおいて、周期的な時間的目印からその特定のトリガーの相対時間的オフセットのところでフレームの自走式の取得が始まる時である。トリガーの時間的オフセットは、取得中の任意の所与の時点において、取得されるフレームの結果として得られる時間的離間が、当該心臓サイクルにわたるフレームの十分かつ均等なサンプリングを与えるように割り当て直される。これはたとえば、トリガー時間的オフセットを、すべての前に使われたト

40

50

リガー・オフセットの時間的中点として割り当てることによってできる。

【 0 0 2 4 】

以下の例はこのトリガー割り当ておよび再割り当て戦略を、ECG信号におけるRピークを使った超音波フレームのゲーティングのコンテキストにおいて例解する。この例は、四つのトリガーを使う例であるが、所望に応じてより少数のトリガーまたはより多数のトリガーが使われることもできる。また、この例ではECG信号およびR波ピークが使われるが、その代わりにいかなる周期的信号および周期的な時間的目印が使われることもできることも注意しておくべきである。

【 0 0 2 5 】

この例では、トリガーは、ある単一の心臓サイクルの間の自走式の取得を開始するために使われる。利用されたトリガー後、別のR波ピークが観察されるまで、諸フレームが連続的に取得される。前のサイクルからの最後の画像フレームが取得された後、次の利用可能なトリガーが選ばれる。よって、すべてのトリガーがR波ピーク後の一フレーム取得区間 d_f 内に生起する。ここで、フレーム取得区間とは、単一のフレームを取得するためにかかる時間の長さである。トリガーは、R波ピーク後のフレーム取得区間のあたりに均等に離間されるようにもされる。図4の例では、四つの図示されたトリガーは、 d_f 取得区間にわたって均等に離間されている時刻 $0 \cdot d_f/4$ 、 $d_f/4$ 、 $2d_f/4$ および $3d_f/4$ において始まる。均等な離間は、いかなる所与の時点でも、取得の長さの間に取得されるフレームのセットが、心臓サイクルにわたって十分かつ均等な間隔を与えるような仕方ですべて置換えられることを保証する。

【 0 0 2 6 】

この初期トリガー割り当ておよび数サイクルにわたるその後のフレーム取得の図解が図4に示されている。この例では、四つのトリガーが使われ、T1、T2、T3およびT4とマークされている。四つのトリガーは、あるフレーム取得区間 d_f の、異なる、均等に離間した位相において始まる。図4では、フレーム取得区間 d_f は破線の四角74によって示されている。これらのトリガーが始まる四つの均等に離間した位相は、各ECG波形60の右側の丸によってマークされており、時刻 $t = 0$ 、1、2および3において現われる。

【 0 0 2 7 】

第一の心臓サイクル「サイクル1」の間、トリガーT1が使われ、これはサイクル1のECG波形の下時間バー82によって示されるように、すぐに相続く四つの画像を取得する。最初の画像フレームの取得は、サイクル1のR波ピーク62の時刻に始まる。時間バー82の終わりは、このトリガーによる第四のフレームの取得は、サイクル2の先頭における時間区間の間に終わることを示している。この終了時間はサイクル2の波形の右側の d_f タイムライン上で時刻 t_{stop} の矢印92として示されている。 t_{stop} はトリガーT3の始まりの直前に現われるので、T3が次のトリガーとして使われ、トリガーT1の終わりとトリガーT3の始まりの間に事実上、遅延はなくなる。次いで、トリガーT3がサイクル2の間に使われ、サイクル2の波形の下時間バー84によって示される三つの画像フレームを取得する。トリガーT3の最後の画像フレームの取得の完了は、 t_{stop} マーカー94によって示されるように、サイクル3の開始直後に生起することが見て取れる。 t_{stop} 後の次の利用可能な未使用のトリガーはT2であり、これがサイクル3の間の取得のために使われる。時間バー86が示すように、このトリガーは四つの相続く画像フレームを取得し、その最後のものは、 t_{stop} マーカー86によってマークされるように、サイクル4の先頭における d_f 区間の、後の部分の間に完了する。この t_{stop} 時刻は最後の未使用のトリガーT4の直前に生起するので、このトリガーが、時間バー88によって示されるように、取得シーケンスの最後の四つの均等に離間された画像フレームを取得するために使われる。こうして、この取得シーケンスは、ある心臓サイクルの十五枚の時間的に均等に離間した画像フレームを、トリガーされる各連続的な取得の終わりと次の未使用のトリガーとの間の最小限の待機時間をもって取得する。

【 0 0 2 8 】

トリガーの数が同じままであり、トリガー間の相対時間が一定のままであり、新たなト

10

20

30

40

50

リガー・オフセット時間が、取得の間に前に使われたオフセットのうちの任意のものの間に見られた最大の区間を時間的に二等分するように、割り当て直される。この図解が、四つのトリガーが使用される場合について、図5に示されている。各トリガーは自走式の取得の開始点なので、心臓サイクルにわたる諸フレームについての相対的なフレーム順序付けは、描かれているトリガー開始時刻と同様に離間されることになり、よって、 $t=0$ (R波ピーク) と $t=d_f$ (R波ピーク + d_f) との間の時間フレームのみが示されている。トリガー・グループ1の線に示されているトリガーT1は、タイムライン上の四つの丸によってマークされた四つの均等に離間した時刻において心臓サイクルをサンプリングすることが見て取れる。トリガーT2は、トリガー・グループ2におけるT2サンプリングの白丸によって示されるT1取得の時刻の間に均等に離間している四つの時点において四つのさらなる画像をもって心臓サイクルをサンプリングする。トリガー・グループ3aは、白丸によって示される心臓サイクルをサンプリングする。これらの画像が取得されたのちには、三つの画像フレームの各グループの間にギャップがあるので、心臓サイクルは均等に時間的にサンプリングされないことが見て取れる。収集がこの時点で打ち切られるとしたら、T1取得 (トリガー・グループ1) またはT1+T2取得 (トリガー・グループ2) の結果のいずれかがループ表示のために使用されることになる。これらはいずれも時間的に均等な取得を与えたからである。トリガー・グループ3bでは、トリガー・グループ3aのギャップが、トリガーT4を用いて画像フレームを取得することによって埋められる。今一度、心臓サイクルの均等なサンプリングが、今回は前よりも高い表示フレーム・レートにおいて、存在する。トリガー・グループ4a、4bおよび4cでは、心臓サイクルはトリガーT5、T6およびT7によってサンプリングされる。これは心臓サイクルのサンプリングの時間的密度を増すが、これらのトリガーされた取得のどれの後でもサンプリングは心臓サイクルにわたって一様ではないことが見て取れる。これらのグループのいずれかの取得の間に取得が打ち切られたとしたら、トリガー・グループ3bの結果が時間的に均等な表示のために使用される。だが、心臓サイクルがトリガー・グループ4dにおいて示されるようにトリガーT8を用いた取得によってサンプリングされるとき、時間的に均等なサンプリングが回復され、今回は前より一層高いフレーム・レート (心臓サイクルにわたって32画像フレーム) になることが見て取れる。取得プロセスが、最初のトリガー後任意の時点で中断されることができ、それでも心臓サイクルの時間的に均等なサンプリングの画像シーケンスをユーザーに提供できることが見て取れる。

【0029】

このように、固定数のトリガーが使われるため、取得プロセスの間に、あるグループからのすべてのトリガーが使われたあとでも心臓サイクルの不均等なサンプリングがある事例があることになることが見て取れる。このことは、トリガー・グループ3a、4a、4bおよび4cにおいて観察される。しかしながら、最初のトリガーより後の任意の所与の時点において、均等なサンプリングが観察される、フレームの部分集合が背後にある。たとえば、取得がトリガー・グループ3aで終了された場合、このグループより前のすべてのトリガー・グループにおいて取得されたフレームのセットは均等にサンプリングされている。同様に、取得がトリガー・グループ4a、4bまたは4cで終了された場合、グループ3bおよびそれ以前からのすべてのトリガー・グループにおいて取得されたすべてのフレームのセットは均等にサンプリングされている。

【0030】

本発明のある実装では、取得の間、グループにおいて使われていないトリガーがあるが、前のサイクルにおいて取得されたフレームの完了時間のため、 $t_{trigger,n}$ がトリガー n の相対オフセットであるとして、すべての n について $t_{stop} > t_{trigger,n}$ なので、それらのトリガーのどれにも到達できないということがありうる。これらの未使用のトリガーは「到達不能」と称される。たとえば、このことは、図4に示される例では、サイクル4における t_{stop} が最後のトリガーの直前ではなく最後のトリガーの後に生じたとしたら、最後のトリガーT4がサイクル4において到達不能になるので、起こったであろう。このシナリオに対処するにはいくつかの方法がある。第一のオプションは、何らかのさらなるフレ

ームを取得する前に、完全な心臓サイクル待つことである。そうする際、次のR波ピークが観察されるとき、どのフレームも現在の心臓サイクルにおいて前に取得されていないので、フレーム取得は任意のトリガーにおいて始まることができる。このオプションは、一心臓サイクルの遅延を取得に挿入する。これは大きすぎる遅延であると判明することがありうる。もう一つのオプションは、まだ使用される必要のあるトリガーを動的に変化させて、 $t_{\text{trigger},n} + d_f$ の時点に生起するようにすることである。これは、現在未使用のトリガーにフレーム取得区間 d_f を加えることと等価である。そうする際、利用可能なトリガーのうち任意のものが使用できるべきである。この変化がなされた後にも使用されることにならないトリガーについては、そのオフセット時間が前の割り当てられたオフセット時間に変更し戻される。この手順の欠点は、もとのトリガー・オフセットに比べ、使用されることになる特定のトリガーについて普通なら取得されたはずの最初のフレームの「スキップ」が発生することである。可変フレーム・レートおよび現実患者のECG信号上でのトリガーの数を使った実験は、この発生が少ないことを示した。この状況に対処するさらにもう一つのオプションは、それが発生しないような措置を講じることである。これを行なうための一つの方法は、心臓サイクル時間の推定値（前の諸サイクルから推定される）と取得フレーム・レートとを使って前の心臓サイクルにおいて取得されるフレームの数を制限することであろう。最後のフレームが、次のサイクルにおいてすべての未使用のトリガーを到達不能にする時刻に終わると推定される場合には、前のサイクルに取得されるフレームの数が制御されて、トリガーを到達可能にする時刻においてフレーム取得を止めるようにする。ここでもまた、実験はこの発生が少ないことを示している。

【 0 0 3 1 】

当業者は、本発明の概念が種々の変数および修正とともに用いられてもよいことを認識するであろう。たとえば、トリガーが、上記の例において述べたように、限られた窓の代わりに、周期的なサイクルの間の任意の時刻に存在することを許容することができる。ゲーティングは、複数の信号および/または複数の時間的目印を使って実行されることができる。取得を通じて可変数のトリガーが使用されることができ、あるいは取得を通じて可変のトリガー間隔が用いられることができる。フレーム取得は、時間的目印（たとえばR波ピーク）が観察された直後に停止されることができる。これは部分的なフレーム取得しか与えないが、それでも未使用のトリガーが到達不能になることを防ぐ。トリガーは、あるグループ内のトリガーがすべて使われたときだけでなく、取得中の任意の時刻において動的に割り当てられることもできる。他の変形は当業者にはすぐ思いつくであろう。

いくつかの態様を記載しておく。

〔 態 様 1 〕

周期的サイクルの間に時間的に均等に離間した超音波画像フレームを取得するよう動作可能な超音波診断撮像システムであって：

周期的サイクルについての生理学的ゲーティング信号の源と；

前記ゲーティング信号に応答し、前記周期的サイクルのあらかじめ決定された位相において超音波画像を取得するよう適応された超音波画像取得サブシステムと；

取得された超音波信号を処理する画像プロセッサと；

相対的な位相シーケンスにおいて表示のための画像を用意する画像シーケンサーと；

周期的サイクルにわたって画像のライブのシーケンスを表示する、前記画像プロセッサおよび前記画像シーケンサーに応答するディスプレイと；

前記画像取得サブシステムに、前記周期的サイクルのあるあらかじめ決定された位相において始まる周期的サイクルの間に画像の連続的シーケンスを取得させるよう前記ゲーティング信号との関連で使われるトリガーの源とを有する、

超音波診断撮像システム。

〔 態 様 2 〕

前記トリガーの源がさらに、前記周期的サイクルの第一の位相において画像取得を開始する第一の画像取得トリガーと、ある周期的サイクルの第二の位相において画像取得を開始する第二の画像取得トリガーとを含む、態様1記載の超音波診断撮像システム。

〔 態 様 3 〕

前記第二の画像取得トリガーが、前記第一の画像取得トリガーによる第一および第二の画像の取得の間の時間的に中間にある第二の位相において画像取得を開始する、態様2記載の超音波診断撮像システム。

〔 態 様 4 〕

前記トリガーの源がさらに、前記周期的サイクルの第三の位相において画像取得を開始する第三の画像取得トリガーを含み、前記第三の位相が、前記第一の画像取得トリガーによる画像の取得と前記第二の画像取得トリガーによる画像の取得の間の時間的に中間にある、態様3記載の超音波診断撮像システム。

〔 態 様 5 〕

前記周期的信号のある位相における前記第一のトリガーによる画像取得の完結時において、使用される次のトリガーは、ある未使用のトリガーの、次に生起する開始位相において始まるトリガーである、態様3記載の超音波診断撮像システム。

〔 態 様 6 〕

前記トリガーはさらに、前記第一のトリガーの使用後には、周期的サイクルにわたって時間的に均等に離間した取得画像のシーケンスが利用可能であることを特徴とする、態様3記載の超音波診断撮像システム。

〔 態 様 7 〕

前記トリガーはさらに、前記第一のトリガー後の一連のトリガーの使用後には、時間的に均等に離間し、かつ、前記第一のトリガーによって取得された画像のシーケンスより密に時間的に離間している取得画像のシーケンスが利用可能であることを特徴とする、態様6記載の超音波診断撮像システム。

〔 態 様 8 〕

トリガーが、次の後継周期的サイクルのゲーティング信号に続く諸画像の連続的なシーケンスにおいてはさらなる画像を取得しないよう適応されている、態様1記載の超音波診断撮像システム。

〔 態 様 9 〕

前記周期的サイクルがさらに心臓サイクルを含み、ゲーティング信号の前記源がさらにECG電極を含む、態様1記載の超音波診断撮像システム。

〔 態 様 10 〕

前記周期的サイクルがさらに呼吸サイクルを含む、態様1記載の超音波診断撮像システム。

〔 態 様 11 〕

前記ディスプレイはさらに、周期的サイクルにわたって画像のライブのシーケンスを表示し、停止されるまで画像の前記ライブのシーケンスを始めから終わりまで連続的に再生するよう適応されている、態様1記載の超音波診断撮像システム。

〔 態 様 12 〕

前記ディスプレイによって表示される前記ライブのシーケンスはさらに、前記画像シーケンサーによって順序付けられた取得画像のシーケンスを含み、

前記ディスプレイはさらに、前記画像シーケンサーによって順序付けられた前記ライブのシーケンスのフレーム・レートを表示する、
態様1記載の超音波診断撮像システム。

〔 態 様 13 〕

前記フレーム・レートが数値的に、グラフィックにまたは色により表示される、態様12記載の超音波診断撮像システム。

〔 態 様 14 〕

前記トリガーのすべてが、ある生理学的ゲーティング信号後の一つのフレーム取得区間に取得シーケンスを開始する、態様1記載の超音波診断撮像システム。

〔 態 様 15 〕

前記トリガーのすべてが、あるフレーム取得区間の均等に離間した間隔で取得シーケ

10

20

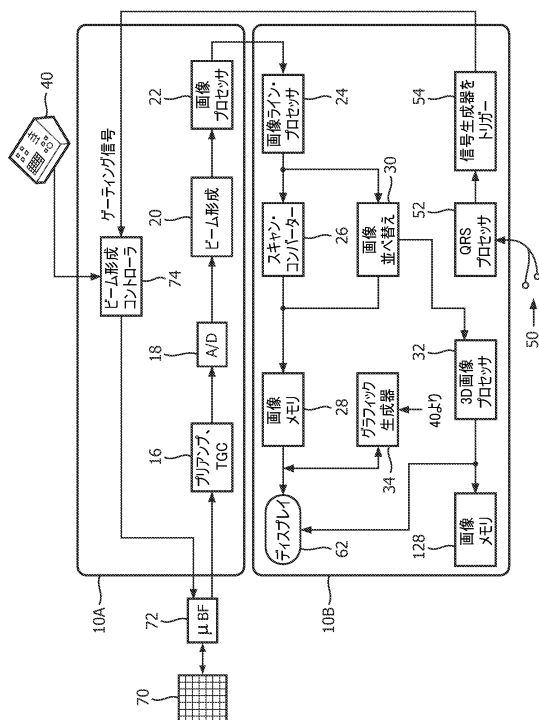
30

40

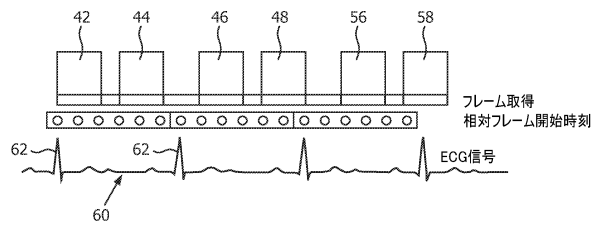
50

スを開始する、態様 1 4 記載の超音波診断撮像システム。

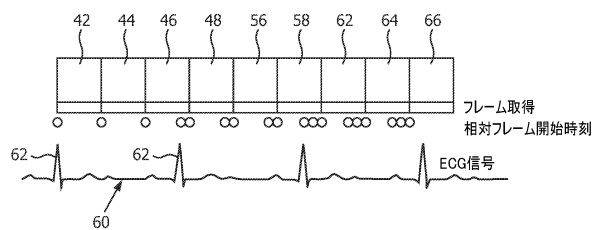
【図 1】



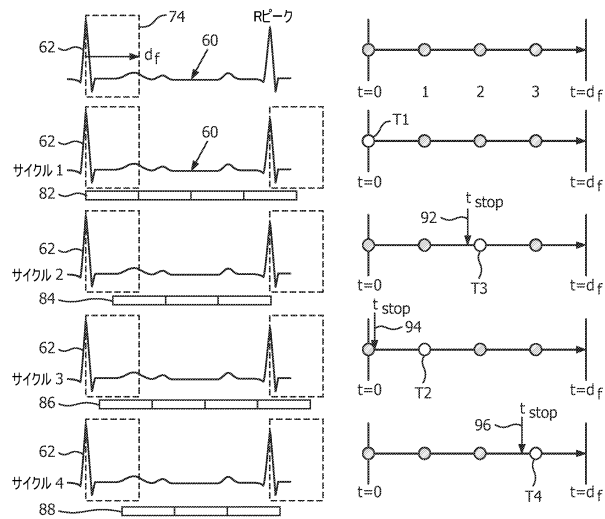
【図 2】



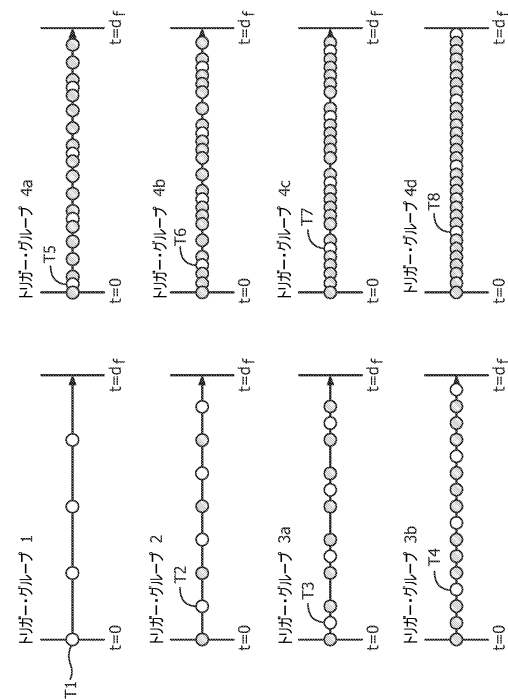
【図 3】



【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

(74)代理人 100091214

弁理士 大貫 進介

(72)発明者 シュナイダー, ローベルト ヨゼフ

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス 5

(72)発明者 プラター, ダーフィット

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス 5

(72)発明者 マーティン, ウィリアム ロバート

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス 5

(72)発明者 ディアニス, スコット ウィリアム

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス 5

審査官 森口 正治

(56)参考文献 特開2001-252271(JP, A)

特開昭54-135476(JP, A)

米国特許第05099847(US, A)

特開平06-078926(JP, A)

特開2001-224591(JP, A)

特開平06-000186(JP, A)

米国特許第05993390(US, A)

特開2000-033087(JP, A)

特表2004-506466(JP, A)

特開2009-142396(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00-8/15

专利名称(译)	快速移动结构的超声成像		
公开(公告)号	JP6486839B2	公开(公告)日	2019-03-20
申请号	JP2015560806	申请日	2014-01-31
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	シュナイダーローベルトヨゼフ プラーターダーフィット マーティンウィリアムロバート ディアニススコットウィリアム		
发明人	シュナイダー,ローベルト ヨゼフ プラーター,ダーフィット マーティン,ウィリアム ロバート ディアニス,スコット ウィリアム		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/543 A61B8/0883 A61B8/13 A61B8/463 A61B8/483 A61B8/5207 A61B8/5284 G01S7/52087		
FI分类号	A61B8/08		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	61/771979 2013-03-04 US		
其他公开文献	JP2016508809A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

门控超声诊断成像系统以获取生理周期的各个阶段的图像，例如心跳。在每个心动周期系列中，触发器启动从心动周期的特定阶段开始并在下一个心动周期开始时结束的连续图像序列的采集。多个触发器，每个触发器在心动周期的不同阶段开始，用于以均匀的时间间隔获取图像。在使用第一触发器之后，在心动周期上捕获在时间上均匀间隔的一系列图像。在使用一系列触发器的同时，随着心动周期填充有用于在显示器的高帧速率下再现相位分类图像的图像循环的附加图像，出现均匀的时间间隔。它得以保持。

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)		(11) 特許番号 特許第6486839号 (P6486839)	
(45) 発行日 平成31年3月20日 (2019. 3. 20)		(24) 登録日 平成31年3月1日 (2019. 3. 1)			
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 0 8 (2006. 01)		F I A 6 1 B 8 / 0 8			
請求項の数 15 (全 15 頁)					
(21) 出願番号 特願2015-560806 (P2015-560806)		(73) 特許権者 590000248			
(86) (22) 出願日 平成26年1月31日 (2014. 1. 31)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ			
(65) 公表番号 特表2016-508809 (P2016-508809A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.			
(43) 公表日 平成28年3月24日 (2016. 3. 24)		オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5			
(86) 国際出願番号 PCT / 182014 / 058694		High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven			
(87) 国際公開番号 WO2014 / 135996		(74) 代理人 100107766			
(87) 国際公開日 平成26年9月12日 (2014. 9. 12)		弁理士 伊東 忠重			
審査請求日 平成29年1月27日 (2017. 1. 27)		(74) 代理人 100070150			
(31) 優先権主張番号 61 / 771, 979		弁理士 伊東 忠彦			
(32) 優先日 平成25年3月4日 (2013. 3. 4)					
(33) 優先権主張国 米国 (US)					
最終頁に続く					
(54) 【発明の名称】 速い動きの構造の超音波撮像					